

⑫ 公表特許公報(A)

平4-502387

⑬ 公表 平成4年(1992)4月23日

⑭ Int. Cl.⁵ 識別記号 庁内整理番号 審査請求 未請求
 H 04 N 5/321 予備審査請求 有 部門(区分) 7(3)
 A 61 B 6/00
 8119-4C A 61 B 6/00 3 0 3 C
 8119-4C 3 5 0 Z (全12頁)

⑮ 発明の名称 ビデオ透視による関節動作の比較分析の方法と装置

⑯ 特 願 平2-501313

⑰ 翻訳文提出日 平3(1991)6月6日

⑱ 出 願 平1(1989)11月27日

⑲ 国際出願 PCT/US89/05324

⑳ 国際公開番号 WO90/06084

㉑ 国際公開日 平2(1990)6月14日

優先権主張 ㉒ 1988年12月6日 ㉓ 米国(US) ㉔ 280,566

㉕ 発 明 者 ベル, ジーン デイー. アメリカ合衆国 63031 ミズーリ フローリサント ブロックト
 ン コモン ドライブ 3270
 ㉖ 出 願 人 ベル, ジーン デイー. アメリカ合衆国 63031 ミズーリ フローリサント ブロックト
 ン コモン ドライブ 3270

㉗ 代 理 人 弁理士 角田 嘉宏

㉘ 指 定 国 AT(広域特許), AU, BE(広域特許), BG, CH(広域特許), DE, DE(広域特許), DK, ES(広域特許), FI, FR(広域特許), GB, GB(広域特許), HU, IT(広域特許), JP, KP, KR, LU(広域特許), NL, NL(広域特許), NO, RO, SE(広域特許), SU

請 求 の 範 囲

1. 被験者の動く骨の連続的なビデオ画像を発生するための装置で、

透視装置から成り、透視装置は、

X線を放射するようにした透視用X線管、

透視装置の運転と透視用X線管によるX線の放射を制御するための制御装置、及び

透視用X線管によってイメージ増強装置に放射されたX線から動く骨の透視画像を発生するようにしたイメージ増強装置を含み、前述の動く骨は、透視用X線管とイメージ増強装置との間に、イメージ増強装置に向かって透視用X線管によって放射されるX線の径路上に置かれるもので、

更に、イメージ増強装置によって発生された透視画像を検出し、検出された画像を連続的なビデオ画像に変換するようにしたビデオ・カメラ、

連続的なビデオ画像を記録するための記録装置、及び

画像がイメージ増強装置によって発生される時に、記録された連続的なビデオ画像を表示するためのモニターから成り、前述のモニターは、操作者が見ることが出来るように透視装置に隣接して設置し、操作者が、透視用X線管とイメージ増強装置の間にある骨を観察することを可能にすると共に、モニターに表示された画像に対応して、骨の位置を定めることを可能とするもの。

2. 請求の範囲第1項の装置で、さらに、操作者の支持に従って透視装置を動かす手段を有し、透視装置が操作者によって動かされて骨の動きを追跡し、それによって骨が動く時に骨の連続的なビデオ画像を得ることを可能とするもの。

3. 請求の範囲第1項の装置で、さらに、十字交差グリッドから

成り、前述の十字交差グリッドは、イメージ増強装置の近くに、骨とイメージ増強装置との間に置かれ、骨が動く時にイメージ増強装置によって発生する骨の画像を、イメージ増強装置に向かう、イメージ増強装置に実質的に直角でない放射線を吸収することによって、はっきりとさせるようにしたものである。

4. 請求の範囲第3項の装置で、さらに、テーブルと、テーブル上に透視用X線管を支持する手段から成り、透視用X線管をテーブルに対して選択的に傾斜させることが出来るようにし、透視用X線管によって放射されかつ骨とイメージ増強装置に達するX線の角度を選択可能とするもの。

5. 請求の範囲第4項の装置で、さらに、第一のディスプレイから成り、第一のディスプレイは、制御装置に接続され、透視用X線管によって発生されるX線への骨の曝露の強度を表示するためにモニターに隣接して配置され、さらに、第二のディスプレイから成り、第二のディスプレイは、制御装置に接続され、透視用X線管によって発生されるX線への骨の曝露の時間を表示するためにモニターに隣接して配置されるもの。

6. 請求の範囲第5項の装置で、さらに、画像がイメージ増強装置によって発生する時に、記録された連続ビデオ画像を表示するために記録装置に接続された遠隔モニターから成り、前述の遠隔モニターは、技術員が見ることが出来るように制御装置に隣接して配置されて、技術員が遠隔モニターに表示された画像に対応して制御装置を調節することが出来るようにするもの。

7. 請求の範囲第1項の装置で、骨が脊椎の骨であり、さらに、被験者の下半身を実質的に不動にする手段から成り、その連続ビデオ画像の発生中に脊椎の骨のみが実質的に動かされるようにするもの。

8. 請求の範囲第1項の装置で、ビデオ・カメラが、発生された

静止画像を検出するようにされ、静止画像を連続静止画像に変化するようになされたものであり、記録装置が連続静止画像を記録するもの。

9. 請求の範囲第8項の装置で、記録装置が、連続静止画像が組み合わされた連続ビデオ画像を記録するもの。

10. 動く骨の連続ビデオ画像を発生する方法で、

透視装置によって、動く骨の透視画像を発生すること、

発生した透視画像を検出すること、

検出した画像を連続ビデオ画像に変換すること、

連続ビデオ画像を記録すること、

透過画像が発生されている時に、記録した連続ビデオ画像を表示すること、

モニター上に表示された画像に対応して骨を透視検査視野に置くこと、そして

透視装置を動かして骨の動きを追跡し、それによって骨が動く時の骨の連続ビデオ画像を発生することから成るもの。

11. 請求の範囲第10項の方法で、さらに、静止画像を検出し、検出した静止画像を連続的な静止画像に変換し、検出した連続静止画像を記録するステップから成るもの。

12. 請求の範囲第10項の方法で、記録された連続静止画像が、記録された連続ビデオ画像と組み合わされるもの。

13. 複数の骨の動きによる第一の骨と第二の骨とのあいだの関節の屈伸を分析するための装置で、

骨の動きおよびその結果生じる関節の屈伸の少なくとも二つの連続ビデオ画像を発生する手段、

連続ビデオ画像を、第二の骨に対する第一の骨の望ましいあるいは以前の動きおよびその結果生じる関節の屈伸に対応する参照表示

参照表示を記憶する手段、および

参照表示を現在表示に比較するための手段から成るもの。

18. 請求の範囲第17項の装置で、さらに、参照表示と現在表示の差異が事前設定限度を上回る時に警報を発するための手段から成るもの。

19. 請求の範囲第17項の装置で、参照表示と現在表示が、参照点に対する監視点の動きのパターンの式から成り、かつ比較のための手段が前述の式の各係数の違いを判断するもの。

20. 請求の範囲第17項の装置で、参照表示と現在表示が、参照点に対する監視点の動きのグラフから成り、かつ比較のための手段がグラフの傾斜の違いを判断するもの。

21. 請求の範囲第17項の装置で、さらに、メモリーと、記録された画像に対応するデジタル情報に変換するように、そして対応するデジタル情報をメモリーに記憶するようにしたアナログ-デジタル変換器、そして、メモリーに記憶された対応するデジタル情報を参照メモリーに記憶された参照表示と比較するための中央制御装置から成るもの。

22. 請求の範囲第18項の装置で、前述の計算用の手段が、ビデオ画像から、第一と第二の骨の間の最小角度と最大角度を計算し、前述の比較のための手段が最小角度と最大角度を、記憶のための手段に記憶された最小および最大の参照角度と比較するもの。

23. 請求の範囲第18項の装置で、前述の発生のための手段が、骨が動かされ、関節の屈伸が起きる時に関節と骨の画像を生じるようにした透視検査システム、透視画像を検出するようにしたビデオ・カメラ、そして検出された透視画像を記録するようにしたビデオ記録装置から成るもの。

24. 請求の範囲第18項の装置で、前述の透視検査システムが、

と比較する手段

から成るもの。

14. 請求の範囲第13項の装置で、前述の発生手段が、関節が屈伸され、それに伴って骨が動かされる時に関節と骨の画像を発生するようにした透視検査システム、透視画像を検出するようにしたビデオ・カメラ、そして、検出された透視画像を記録するようにしたビデオ記録装置から成るもの。

15. 請求の範囲第14項の装置で、前述の透視装置が、

調べるべき対象物に向かって放射線をもたす手段、

対象物の前述のもたす手段の側と反対側に隣接して配置された、もたらされた放射線を増強し、それから対象物の画像を発生するための手段、

増強のための手段によって発生された対象物の画像をはっきりとさせるようにした、増強のための手段と対象物の間に配置された十字交差グリッド

から成るもの。

16. 複数の骨の動きから生じる第一の骨と第二の骨の間の関節の屈伸を分析するための装置で、

骨の動きとそれに対応する関節の屈伸の少なくとも二つの連続ビデオ画像を発生するための手段、

各ビデオ画像のなかの第一骨上の参照点と各ビデオ画像の中の第二骨上の監視点を決定するための手段、および

参照点に対する監視点の動きのパターンに対応する現在表示を発生する手段

から成るもの。

17. 請求の範囲第16項の装置で、さらに、

第二骨に対する第一骨の動きとそれによって生じる関節の屈伸の望ましいか、または以前の動きあるいは動きのパターンに対応する

調べるべき対象物に向かって放射線をもたす手段、

対象物の前述のもたす手段の側と反対側に隣接して配置された、もたらされた放射線を増強し、それから対象物の画像を発生するための手段、

増強のための手段によって発生された対象物の画像をはっきりとさせるようにした、増強のための手段と対象物の間に配置された十字交差グリッド

から成るもの。

25. 請求の範囲第18項の装置で、前述の決定のための手段が、ビデオ記録装置に記録された検出された透視画像を表示するようにしたビデオ・モニター、操作者が第一の骨上の参照点および第二の骨上の監視点を選択することを可能とするようにした、ビデオ・モニターに付随するライト・ペンから成るもの。

26. 請求の範囲第18項の装置で、さらに、第一の骨を不動にして、関節の屈伸時に第二の骨のみが実質的に動かされるようにするための手段から成るもの。

27. 請求の範囲第26項の装置で、前述の不動にするための手段が、被験者の脚に接触してその動きを防止し且つ腰部脊椎の屈伸を可能にする手段、及び被験者が実質的に直立している時に被験者の脊椎と同軸の軸を中心として被験者と上記接触手段を回転させる手段から成るもの。

28. 複数の骨の動きによって生じる第一の骨と第二の骨の間の関節の屈伸を分析するための装置で、

骨の動きとそれによって生じる関節の屈伸の少なくとも二つの連続ビデオ参照画像を評価し、かつそれに対応する参照表示を発生するための手段、

骨の動きとそれによって生じる関節の屈伸の少なくとも二つの連続ビデオ現在画像を評価し、かつそれに対応する現在表示を発生す

るための手段、および

参照表示を現在表示に比較するための手段
から成るもの。

29. 請求の範囲第28項の装置で、前述の評価のための手段が、関節が屈伸され、それに伴って骨が動かされる時に、関節と骨の画像を発生するようにした透視検査システム、透視検査画像を検出するようにしたビデオ・カメラ、および検出された透視検査画像を記録するようにしたビデオ記録装置から成るもの。

30. 透視検査システムで、

調べるべき対象物に向かって放射線をもたらす手段、

対象物の前述のもたらす手段の側と反対側に隣接して配置された、もたらされた放射線を増強し、それから対象物の画像を発生するための手段、

増強のための手段によって発生された対象物の画像をはっきりとさせるようにした、増強のための手段と対象物の間に配置された十字交差グリッド
から成るもの。

31. 請求の範囲第30項のシステムで、前述のもたらす手段がX線管から成り、前述の増強のための手段がイメージ増強装置から成り、対象物が関節によって接続された第一と第二の骨から成り、前述の骨が互いに対して動かされ、それによって関節の屈伸を生じるもの。

32. 請求の範囲第28項のシステムで、さらに、

前述の増強のための手段によって発生された、骨の動きとそれによって生じる関節の屈伸の少なくとも二つの連続画像を記録するための手段、

第二骨に対する第一骨の望ましいか、または以前の動きとそれによって生じる関節の屈伸に対応する参照表示に連続画像を比較する

テムが、

調べるべき対象物に向かって放射線をもたらす手段、

対象物の前述のもたらす手段の側と反対側に隣接して配置された、もたらされた放射線を増強し、それから対象物の画像を発生するための手段、

増強のための手段によって発生された対象物の画像をはっきりとさせるようにした、増強のための手段と対象物の間に配置された十字交差グリッド
から成るもの。

38. 第一と第二の骨の動きを分析するための方法で、

骨の動きの少なくとも二つの連続ビデオ画像を発生するステップ、各ビデオ画像の第一の骨上に参照点および各ビデオ画像の第二の骨上に監視点を確定するステップ、および

参照点に対する監視点の動きのパターンに対応する現在表示を発生するステップから成るもの。

39. 請求の範囲第38項の方法で、さらに、

第二の骨に対する第一の骨の望ましい、あるいは以前の動き、あるいは動きのパターンに対応する参照表示を記憶するステップと、

参照表示を現在表示に比較するステップとから成るもの。

40. 請求の範囲第39項の方法で、さらに、参照表示と現在表示との差異が事前に設定された限度を上回る場合に警報を発するステップから成るもの。

41. 請求の範囲第40項の方法で、さらに、記録された画像に対応するデジタル情報に変換するステップと対応するデジタル情報をメモリーに記憶するステップとから成り、さらに、メモリーに記憶された対応するデジタル情報を参照メモリーに記憶された参照表示に比較するための中央制御装置から成るもの。

ための手段

から成るもの。

33. 請求の範囲第32項のシステムで、さらに、第一の骨を不動にして第二の骨のみが実質的に動かされるようにする手段から成るもの。

34. 調べるべき対象物に向かって放射線をもたらす手段、そして、対象物の前述のもたらす手段の側と反対側に隣接して配置された、もたらされた放射線を増強しかつそれから対象物の画像を発生するための手段を含む透視検査システムにおいて、

増強のための手段によって発生された対象物の画像をはっきりとさせるようにしたグリッド、および

前述のグリッドを、増強のための手段上に、増強のための手段と対象物の間に支持するための手段とから成る

改良。

35. 請求の範囲第1項のシステムで、前述のグリッドが十字交差グリッドから成り、さらに、前述の支持のための手段が、増強のための手段上の一対の対向するトラックから成り、前述の十字交差グリッドが、選択的な、滑動可能な動きのために対向するトラック内に置かれるもの。

36. 第一と第二の骨の動きを分析するための方法で、

骨が動かされた時に関節と骨の透視画像を発生し、透視画像を検出し、そして検出された透視画像を記録することによって、少なくとも二つの連続ビデオ画像を生じるステップと、

連続ビデオ画像を、第二の骨に対する第一の骨の望ましい、あるいは以前の動きに対応する参照表示と比較するステップから成るもの。

37. 請求の範囲第36項の方法で、前述の生じるステップが、透視検査システムを用いるステップから成り、前述の透視検査シス

42. 請求の範囲第38項の方法で、前述の計算するステップが、ビデオ画像から、第一と第二の骨の間の最小と最大の角度を計算し、前述の比較が、最小と最大の角度を、それぞれ参照メモリーに記憶された最小および最大参照角度に比較するもの。

43. 請求の範囲第38項の方法で、前述の生じるステップが、骨が動かされ、その結果、関節が屈伸する時に、関節と骨の透視画像を発生すること、透視画像を検出すること、そして検出された透視画像を記録することから成るもの。

44. 請求の範囲第43項の方法で、前述の生じるステップが、透視検査システムを用いることから成り、前述の透視検査システムが、

調べるべき対象物に向かって放射線をもたらす手段、

対象物の前述のもたらす手段の側と反対側に隣接して配置された、もたらされた放射線を増強し、それから対象物の画像を発生するための手段、

増強のための手段によって発生された対象物の画像をはっきりとさせるようにした、増強のための手段と対象物の間に配置された十字交差グリッド
から成るもの。

45. 請求の範囲第38項の方法で、前述の確定するステップが、記憶された透視画像を表示すること、第一の骨上に参照点を、そして第二の骨上に監視点を選択することから成るもの。

48. 請求の範囲第45項の方法で、前述の計算するステップが、参照点と監視点との相対運動から、第一の骨と第二の骨の間の最小と最大の角度を計算し、前述の比較することが、最小と最大の角度を、それぞれ記憶手段に記憶された最小と最大の参照角度に比較するもの。

47. 請求の範囲第38項の方法で、さらに、第一の骨を不動に

して、第二の骨のみが実質的に動かされるようにするステップから成るもの。

48. 第一と第二の骨の動きを分析するための方法で、骨の動きの少なくとも二つの連続的なビデオ参照画像を評価するステップ、

評価された参照画像に対応する参照表示を発生するステップ、骨の動きの少なくとも二つの連続的なビデオ現在画像を評価するステップ、

評価された現在画像に対応する現在表示を発生するステップ、および

現在表示を参照表示に比較するステップ

から成るもの。

49. 請求の範囲第48項の方法で、前述の評価するステップが、骨が動かされた時に骨の画像を発生するようにした透視検査システム、透視および静止画像を検出するようにしたビデオ・カメラ、および検出された画像を記録するようにしたビデオ記録装置を用いて、骨の静止画像を評価することから成るもの。

50. 透視検査方法で、

関節で接続された第一と第二の骨に向かって放射線をもたらしステップ、前述の骨は互いに対して動かされ、それによって関節の屈伸を生じるものであり、

対象物の前述のもたらされた放射線と反対側に隣接して配置された増強装置を用いて、もたらされた放射線を増強するステップ、

それから骨の画像を発生するステップ、そして

増強装置によって発生された対象物の画像をはっきりとさせるようにした十字交差グリッドを増強装置と骨の間に配置するステップから成るもの。

51. 請求の範囲第50項の方法で、さらに、

明 細 書

ビデオ透視による関節動作の比較分析の方法と装置

発明の背景

この発明は、一般に人体の動きの研究に用いる方法と装置に関する。特にこの発明は、記録された後に、以前の又は望ましい関節動作の参照記録と比較される関節動作のビデオ(映像)(X線蛍光)透視分析の方法と装置に関する。

1920年代以降、透視検査は、X線映画撮影法とよばれる手法によって最初にフィルムに記録された。透視検査を記録する能力は、検査の保存手段をもたらし、この恒久的な検査記録は、検査日以降に、様々な速度で必要なだけ何度でも繰り返し再生することが可能であった。1970年代の後半および1980年代にビデオ記録システムが広く使用出来るようになって、X線映画撮影法がビデオ透視法に取って代わられることとなった。この透視法は、透視研究をビデオテープに記録して、ビデオ・カセット・レコーダーで再生するプロセスである。しかし、骨格系に関しては、ビデオ透視法は殆ど利用されていない。歴史的には、透視法の主要な用途は胃腸、肺系統および心血管系統の研究、そして腎臓造影検査および関節造影検査であり、これらの研究および検査は、正確な診断を必要とする場合には、器官あるいは体液の動きを観察せねばならないものである。筋骨格系統の像を得るための伝統的な方法は、これまでも、そして現在においても、標準的な放射線撮影法である。骨格の分析に透視を用いることの利点は、広く認識されていない。静止型のエックス線は、動的な研究がもたらすものと同様の情報を明らかにすることは決してない。

透視に対する関心は、コンピュータを用いた画像処理手法に関する

前述の増強によって発生された骨の動きとその結果生じる関節の屈伸の少なくとも二つの連続画像を記録するステップ、

連続画像を、第二の骨に対する第一の骨の望ましい、あるいは以前の動きとその結果生じる関節の屈伸に対応する参照表示に比較するステップ

から成るもの。

52. 請求の範囲第51項の方法で、さらに、第一の骨を不動にして、第二の骨のみが実質的に動かされるようにするステップから成るもの。

る関心によって取って代わられた。1970年代には、コンピュータ・トモグラフィ(CT)スキャナーが放射線専門医の関心を引きつけたが、核磁気共鳴(NMR)システムの開発がそれに続いた。骨格分析の新方法、すなわち、コンピュータ・モデリングも1970年代に開発された。このプロセスでは、骨格のバイオメカニカル機能が数学的解析によって研究される。この解析は、しばしばモデル・プロジェクション(投影)を含み、その一部は三次元である。

1980年代には、透視の研究に対する関心が再び高まった。しかし現在における関心の焦点は、(X線蛍光)透視装置のコンピュータへの接続にあり、ビデオ・システムへの接続にはない。デジタル透視(又はデジタル放射線撮影法または減算画像処理法)と呼ばれるこの手法は、一つの透視画像を後の時点の画像から差し引く。このプロセスは、複雑なコンピュータ回路とプログラミングを伴い、CT及びNMR スキャナーのように、必要な機器の費用および技術の複雑さの故に、その利用は主に病院に限定される。これまでは、デジタル透視の主な用途は、心血管系統の研究であり、この研究においては、骨格は画像から差し引かれる。医学における画像処理の最近の進展は、コンピュータによる三次元画像の構成に関連する。

骨格系統の映画研究は、1950年代に最初に報告されている。この初期の研究は、頸部脊椎の検査に限定されており、主に正常及び異常な首の動きを判定することを意図したものであった。関節の動きを研究し把握するためにX線映画撮影法を用いることに関する多くの報告書が文献に見られる。これまでに、多くの映画を用いた関節の動きの研究が、脊柱指圧医によって実施されている。脊柱指圧専門家は、他の誰よりもビデオ透視技術の微調整に力を注いでいるように思われる。それは、一つには、脊柱指圧師が、その他の画像処理機器、例えば、CT及びNMR を容易に使用出来ないことと、また一つには、彼等の専門が、関節の動きに、すなわち、関節が動く時に

起きることを精密に把握することに、より高い関心があることによる。

ジェイムズ・マーツ(James Mertz)は、頸部と腰部の脊椎のビデオ透視研究について、手短な考察を行った(ACA Journal of Chiropractic, 頁74-75)。動きの範囲の拡大は、保持靱帯の損傷によるものが最も多かったが、動きの範囲の制限は、構造的な非対称性、変性的な変化、および筋肉の不均衡によって生じた。彼の見解(観察)では、伸びた靱帯は癒癒の形成によって治癒するが、一旦伸びた靱帯は隣接する骨構造の関係を保持することが出来ず、対照的に、筋肉は骨構造の動きの範囲を変えることは出来るであろうが、筋肉は関係に影響しない。(変化した関節の動き又は関係の)ストレス・パターンは関節の変性をもたらす。ビデオ透視法を用いて脊椎の動きを調べることによって、過大運動性および過小運動性から生じる変性を予測することが出来る。骨格の障害についての教科書の一部は、透視の有用性を指摘しているが、それが骨格の障害の診断手順として広範に用いられていることについては、広く認識されていない。一般に、透視は筋骨格系統以外の系統の研究に用いられることが最も多く、主に、心血管系統(すなわち、血管造影図)および胃腸(すなわち、上部および下部のGIバリウム検査)に用いられる。

ミンツ(Mintz)等(American Journal of Cardiology, 1980, 45/2, 頁210-218)は、冠状動脈バイパス移植術を受けている患者を調べるためにビデオ透視法を試験的に用いることについて考察した。左心室の性能および隔壁の動きを調べるために、バイパス手術の際に、放射線透過性タンタル・マーカーが左心室壁に埋め込まれた。術後に、透視画像がビデオ・ディスク・レコーダーに記録され、一フレーム毎に再生された。次に、著者は、コンピュータ解析を行うために画像をデジタル化した。これにはライト・ペンを用いて、三つの連続的な心臓周期の間の、埋め込まれたマーカー位置のX座標

とY座標をマークした。これらの座標は、時間的には、ビデオ画像上に水平な線として記録されたアナログ心電図信号のR波と関連させた。各測定について平均を求めた上、統計的な差異の評価が行われた。

脊柱指圧師は、他の医師よりもビデオ透視技術の開発により深く関与しているように思われる。例えば、欧州における二つの研究プロジェクトが、X線映画撮影法によって観察された動きを客観的に測定することを試みている。一般に、このようなプロジェクトは、動画から客観的な測定値を得る試みにおいて、誤った又は有効性に乏しい方法を用いている。

1979年に、マスターズ(Masters)とスギヤマ(Sugiyama)(Anglo-European College of Chiropracticの学位論文)は、C2-C6の間の各椎骨の動きの範囲、回転、およびずれの測定にX線映画撮影法を用いることについて報告した。動きの範囲は、まず角度計と単純フィルムを用いて測定された。映画フィルムは、アセテート・シートで被覆したスクリーンに投影され、フレーム毎の分析に用いるために、投影されたフィルムに基づいて椎骨の軸がアセテート・シート上に描かれた。次に、彼等は、各1/25秒間の14項目の異なる動きの範囲の測定をグラフにプロットし、映画フィルムを通常の速度で廻した場合には観察不可能な動きを検出した。フィルムを動画として見た場合には、椎骨の両方の動きが観察された。一方、フレーム毎に分析すると、グラフは、動きが実際には、首が動く時にはガタガタしたシーソー様の進行から成ることを示した。例えば、ずれの動きにおいては、一つの脊椎節間は静止しているように見えるが、その他の脊椎節間はロッキング動を示した。首が動くと、別の脊椎節間がこの静止する役割を担い、先に静止していた脊椎節間はその軸上でロッキングした。

ギデオン・エアリエル(Gideon Ariel)による研究は、生物力学的

なデータのコンピュータ解析に、特に、運動選手の成績の研究と改善のための指導に焦点を絞ったものである。彼の方法は、投擲競技を行う運動選手を、選手の矢状面に90度の角度を成すように設定した高速度映画撮影カメラを用いて撮影するものであった。フィルムは半透明のガラス製スクリーンに投影され、ソニック・スタイラスを用いてデジタル化され、X座標とY座標はコンピュータのメモリーに記憶された。各フレームをデジタル化する時に、関節の中心がグラフィック・ディスプレイ・スクリーンに投影され、直線で結ばれて連線面が作成された。コンピュータ解析は、全身の重心、部分速度および加速度、複合力や力の動きなどのパラメータを計算した。

別の二種類の透視画像処理が知られている。1974年に開発された動的放射線撮影法は、透視の間に心筋メカニクスを監視及び測定するために、直接透過放射より寧ろ散乱放射を用いる非侵襲性手法である。もう一つの手法は、フォトリモグラフィ(PKG)に関し、これは自光画像、例えば、透視、映画脳室造影法、二次元ソノグラフィー、およびシンチグラフィによって得られた画像から、部分的な心筋壁の動きを記録する非侵襲性装置である。先に述べたその他の先行技術と同様に、これらの透視画像処理手法は、関節の動きの客観的な比較分析をもたらすことは出来ない。

発明の要約

本発明の一つの目的は、第一及び第二の骨の動きによって生じる両骨間の関節の屈伸を分析するための装置を提供することにある。

本発明の別の目的は、関節の動きのビデオ透視分析と比較を可能とする装置を提供することにある。

本発明の更に別の目的は、骨と関節の動きの鮮明かつ正確なビデオ画像を発生するビデオ透視システムを提供し、それによって、画像を記録する手段をもたらして動きのパターンの詳細な分析と比較

を実施できるようにすることにある。

本発明の更に別の目的は、関節の動きの現在の表示と参照表示とを客観的に比較することを可能とするビデオ透視システムを提供することにある。

本発明の更に別の目的は、関節の動きを比較して、関節の動きが正常なパターンに従っておりかつ正常な限度内にあるか又は警報状態を示す事前設定限度を超えているかの判定を可能とするビデオ透視システムを提供することにある。

本発明の更に別の目的は、デジタル・ビデオ透視関節運動比較分析システムを提供することにある。

本発明の更に別の目的は、関節とそれを形成する骨の動きの最小及び最大角度を客観的に測定することを可能とするビデオ透視システムを提供することにある。

本発明の更に別の目的は、下顎を固定することによって腰部脊椎の標準化されたビデオ透視分析を可能とする装置を提供することであり、更に、この分析から正確な画像をもたらすビデオ透視システムを提供することにある。

本発明の更に別の目的は、第一及び第二の骨の動作による両骨間の関節の屈伸を分析する方法を提供することにある。

本発明の更に別の目的は、参照の即ち望ましい表示と、関節の動きの現在の表示とを客観的に比較することを可能とする方法を提供することにある。

本発明の更に別の目的は、鮮明かつ正確であり、更に比較腰部脊椎分析に使用可能な腰部脊椎のビデオ透視画像を発生する方法を提供することにある。

本発明の更に別の目的は、ビデオ透視とコンピュータ分析とを、特に検査の客観的な解釈を可能とするような方法で組み合わせるシステムを提供することにある。

本発明の更に別の目的は、コンピュータ分析によって、動きの正常及び／又は異常な範囲とパターンを判定し、得られた客観的な測定値に基づいて状態の診断を行うことを可能とするビデオ透視システムを提供することにある。

本発明の更に別の目的は、骨格の透視研究の標準化された解釈を可能とするシステムを提供することにある。

本発明は、第一及び第二の骨の動作により生じる両骨間の関節の屈伸を分析する装置を含む。一態様において、或る手段が、骨の動きとその結果生じる関節の屈伸の少なくとも二つの連続的なビデオ画像を発生する。或る手段が、連続的なビデオ画像を、第二骨に対する第一骨の望ましい動きあるいは以前の動き、そしてそれによる関節の屈伸に関する参照表示と比較する。

別の態様において、或る手段が、骨の動きとそれに対応する関節の屈伸の少なくとも二つの連続的なビデオ画像を発生する。或る手段が、各ビデオ画像の第一骨上に参照点及び各ビデオ画像の第二骨上に監視点を定める。或る手段が、参照点に対する監視点の動きに対応する現在の表示を発生する。

別の態様において、或る手段が、骨の動きとそれに伴う関節の屈伸の少なくとも二つの連続的なビデオ参照画像を評価し、それに対応する参照表示を発生する。或る手段が、骨の動きとそれに伴う関節の屈伸の少なくとも二つの連続的なビデオ現在画像を評価し、それに対応する現在の表示を発生する。或る手段が、現在の表示に参照表示を比較する。

別の態様において、本発明は透視システムを含む。或る手段が、評価すべき対象に対して放射を提供する。対象の、提供手段の反対側に隣接して位置する手段が、提供された放射を増強し且つ対象の画像を発生する。十字交差グリッドが、増強手段と対象の間に置かれ、増強手段によって発生された対象の画像を増強する。

の装置のブロック図である。

第2図は、二つの骨の動きを示す略図である。

第3図は、画像を増強するためにX線透視装置の画像増強装置と組み合わせて用いる十字交差グリッドの斜視図である。

第4図は、本発明による関節動作のX線透視画像の比較分析方法を示すフローチャートである。

第5及び6図はそれぞれ、本発明による、参照点に対する監視点の動きを分析するための参照グラフと現在のグラフである。

第7図は、腰部脊椎の運動の研究を可能にするように下肢を固定するための本発明による構造物を示す。

対応する参照文字は、図面の複数図を通して対応する部分を示す。

発明の詳細な説明

第1図において、参照文字100が包括的に示すX線透視システムには、評価を受ける物、骨又は外肢などの被検物104に放射線をもたらすX線管102を含む。被検物104は、それに当たる放射線を吸収および／あるいは反射し、被検物の横および／あるいは内部を通過する放射線のみがグリッド108に達し、グリッド108の内部を通って、イメージ増強装置108に達する。増強装置108は、望ましくは9-8デュアル・フィールド・イメージ増強管とする。放射レベルは、被検物の密度によって、制御盤150上の制御装置を調節することによって調節し、ある程度の放射線が被検物104の内部とその周りを通り、さらにグリッド108を通してイメージ増強装置108に達するようにする。その結果、イメージ増強装置は、そこに達した放射線を可視光線に変換し、イメージ増強装置108のスクリーン110が被検物104に対応する可視画像をもたらす。可視画像は、照射される被検物104の種々の部分の密度によって輝度が異なる。

増強装置108のスクリーン110上の画像は、ビデオ・カメラ114

本発明は更に、第一及び第二の骨の動作により生じる両骨間の関節の屈伸を分析する方法を含む。この方法は、骨の動きとそれによって生じる関節の屈伸の少なくとも二つの連続的なビデオ画像を発生し、且つ、連続的なビデオ画像を、第二骨に対する第一骨の望ましい又は以前の動きおよびそれによって生じる関節の屈伸に対応する参照表示と比較する段階を含む。

別の態様において、この方法は、骨の動きとそれに対応する関節の屈伸の少なくとも二つの連続的なビデオ画像を発生し、各ビデオ画像の第一骨上の参照点および各ビデオ画像の第二骨上の監視点を確定し、参照点に対する監視点の動きに対応する現在の表示を発生する段階を含む。

別の態様において、この方法は、骨の動きとそれによって生じる関節の屈伸の少なくとも二つの連続的なビデオ参照画像を評価し、評価された参照画像に対応する参照表示を発生し、骨の動きとそれによって生じる関節の屈伸の少なくとも二つの連続的なビデオ現在画像を評価し、評価された現在画像に対応する現在の表示を発生し、さらに、現在の表示を参照表示と比較する段階を含む。

別の態様において、本発明は透視方法であり、この方法は、評価を行う対象に対して放射をもたらし、対象の、もたらした放射の反対側に隣接して設けた増強装置を用いて、もたらされた放射を増強し、それからの対象の画像を発生し、増強装置が発生した対象の画像を増強するようにした十字交差グリッドを増強装置と対象との間に設ける段階を含む。

その他の目的および特徴は、部分的には自明であり、また部分的には以下において指摘する。

図面の簡単な説明

第1図は、本発明によるビデオ透視による関節動作の比較分析用

のレンズ112によって撮影され、アナログ信号に変換される。この信号は、アナログ記憶装置、例えば、ビデオ・カセット・レコーダー(VCR)116に記憶される。ビデオ・モニター140は、VCR116に記憶されているビデオ画像を表示するための陰極管(図示していない)を含む。

一態様において、第1図に示した本発明は、例えば第2図に示したような第一及び第二の骨の動きにより生じる両骨間の関節の屈伸を分析する装置から成る。第一骨201は第二骨202に、靱帯、腱、軟骨および／あるいはその他の相互連結組織から成る関節203によって連結されている。第一骨201をテーブル152に紐で固定し、第二骨202が第一骨201に対して、矢印204で示すように位置202'に移動するようにする。骨202に対する骨201の動き及びそれによって生じる関節203の屈伸を分析するには、関節203によって連結された骨201と202は、透視システム100内の被検物104によって示した位置に置かれることになる。そこで、関節203を屈伸すると、それはイメージ増強装置108のスクリーン110上に動く骨の一連のビデオ画像で見られる。この画像は、カメラ114によって記録され、VCR116によってテープに記憶され、モニター140に表示される。文字発生装置117を用いて、VCR116に文字データを送り、画像にラベルを付けることも出来る。さらに、タイム・ベース・補正器を用いて、静止フレームとスロー・モーションの画像タイミングを相関させることも出来る。

特に、患者が骨201及び202を動かすと、連続ビデオ画像がスクリーン110上に生み出されてこれらの骨の動きを示す。再び第1図を参照すると、X線管102とイメージ増強装置110は、参照文字100によって示されるように機械的に接続されており、テーブル152に対して同時に水平および／あるいは垂直移動するように懸垂あるいはその他の形で支持される。患者が透視中の骨を動かすと、操作

者はそれと同時にX線管102とイメージ増強装置110を動かして、検査中の関節あるいは区域が透視装置のビームの中に保持され、動く骨の連続的なビデオ画像が発生するようにし、画像はカメラ114によって検出され、VCR116に記憶される。VCR116が標準NTSCフォーマットを使用するものと仮定すると、毎秒30フレームがVCR116に記憶され、骨の動きによって毎秒30の画像が発生することになる。各フレームはアナログデジタル(A/D)変換器124によってデジタル情報に変換され、メモリ126に記憶される。CPU128は、A/D変換器124とメモリ126のタイミングと動作を制御する。代替方法として、CPU128は、キーボード130を介して操作者の指示を受け、選択されたビデオ画像のみを変換し記憶する。

さらに、骨の静止ビデオ画像、例えば、骨の照明静止X線(即ち単純フィルム)をカメラ114によって検出することも可能である。これらの静止画像は、最初又は終わりに置くか、又は連続するビデオ画像の間に差し挟んで、操作者が画像を見ながら行う人手による比較、又はCPU128による分析に用いることが出来る。先に述べたように、文字発生装置117を用いて、記録された画像にラベルを付けることができる。

X線管102はモニター上あるいはモニターの近くに遠隔タイマー142を備え、操作者は照射継続時間と骨動作中の経過時間を常に知ることが出来る。タイマー142は、X線管102が被検物104を照射するために放射線を送り続けている限り作動する時計である。さらに、遠隔メーター144、例えば、ミリアンペア(mA)計及び/又はキロボルト・ピーク(kVp)電圧計をモニター140に隣接して設けることにより、同時に操作者はX線管102が提供している放射線の強度レベルを監視出来る。遠隔メーター144は操作者に、被検物104を照射するためにX線管102から放射線を生ずるのに使用している電流(あるいは電圧)の表示をもたらす。この構成により操作者は同

時に、被検物の照射の強度と時間を監視するとともに、モニター140に記録されている実際の画像を見ながら被検物の動きと同時にX線管とイメージ増強装置を動かすことが出来る。操作者は、遠隔フット・スイッチ148によって透視装置の作動を制御する。さらに、技術員を制御盤150に配して操作者を補佐することも可能であり、また、遠隔モニター182を制御盤150に隣接して設けることにより、記録中の画像を技術員が見ることを可能とする。

タイマー142は、既存のX線制御盤150に付加することが出来る。多くの医師、病院および診療所は、既存の設備を備えているので、既存の設備に付加する付属品として購入可能なデジタル・タイマー142を本発明の一部分として必要とするであろう。デジタル・タイマー142は、X線管制御盤150に取付・接続された特殊な時計である。その寸法は約4インチ×4インチ×2インチであり、数字は大きく、部屋の端からも読み取ることが可能であり、照明付きであるので暗闇の中でも読み取れる。リセットされると、タイマーは必ず時刻0:00から開始する。タイマーは、X線管102を作動する遠隔フット・スイッチ148(又は制御盤150にあるトグル・スイッチ)によって作動される。操作者がX線発生装置に信号を送ってX線管を作動させてX線ビームを生ずる時には必ず、デジタル・タイマー142は同時に作動される。反対に、X線ビームが発されていない時には、タイマーは停止する。例えば、タイマーは、観察から次の観察までの間は停止される。従って、タイマーは累積X線照射を表示する。リセット・ボタンを押すことによって、各々異なる透視検査を行う度に、操作者はタイマーを0:00にリセットする。

デジタル・タイマー142の目的は、透視検査中のX線ビーム放射の全照射の正確な時間を分と秒を単位として計測することにある。照射継続時間はいずれの放射線撮影/透視手順においても重要である。正確な照射時間を測定すると共に、デジタル・タイマー142は

手順の間の実際の時間経過の記録をももたらし、それによって実際に経過した時間を文書化する。

遠隔テレビ・モニター146は、透視システムには含まれない別の追加的な付属品である。モニター146は、X線制御盤に、あるいはその近くに設置される。この遠隔モニターは、主TVモニターと同期した標準型5インチ・スクリーン白黒テレビであってもよい。透視検査を実施する医師は、手順を主モニター140上で観察する。遠隔モニター146の目的は、助手が、たとえ、しばしば部屋の別の場所にある制御盤の近くに立っている場合にも、医師が見るのと同じ視野を監視する方法を提供することにある。従って助手は画像を見て評価した上で、画像増強に必要なkVpおよびmAの設定を調節することが可能である。ミリアンペア秒(mAs)は、時間当たりの電流の測定単位、すなわち、1秒当たりに発生した電子の数である。mAs測定によって、画像の密度(フィルムの黒さ)が決まる。

キロボルト・ピーク(kVp)は、X線管に印加されたピーク電圧の測定単位であり、電子の速度を決定し、したがって放射されたX線の『強度』(それが人体を透過する能力)を決定する。kVp設定を変えると、画像のコントラスト(グレー・スケール)が変化する。このような調節は制御盤において行われ、このことは医師がしばしばkVpおよびmAsダイヤルをリセット出来ないことを意味する。なぜなら、医師は試験を実施しており別の装置を操作しているからである。助手が手順を遠隔TVモニターで観察する能力は必須ではないが、それはビデオテープに記録された画像の質を改善することが出来る。

主モニター140は、水平解像度750本の19インチ白黒テレビであり、ケースに収め、可動カートにボルト固定される。可動カートは医師がモニターを見易い任意の位置に車輪で移動させることが出来る。TVモニターは金属ケーシングに収納され、スクリーン側を除い

て全ての面がケーシングに取り囲まれる。ビデオカセット・レコーダー116は、金属『スリーブ』内のTVモニター140のケーシングの上部に設置される。追加的な装置のためのその他の槽/開口部をVCRの上部に設置することが可能である。これらの装置のケーシングはラックに設置した音響システムと同じ原理に基づく。このようなシステムは、TVとVCRを安定させ、保護するので、カートを動かした時にTVやVCRが落下あるいは横滑りすることはない。

モニター140(及び遠隔モニター146)は、制御盤150に接続して、そのスクリーンの一隅にデジタル・クロックを表示してもよい。このデジタル・クロックは、透視検査中に経過した実際の時間を示す。スクリーンの別の隅には参照点を表示し、それを後に関節の動きのコンピュータ分析の際に用いる。(この参照点は、角度を測定するための一貫した基準となる。)ビデオテープは、TVモニター・スクリーンに現れる全てを記録するので、時間と空間の両方が恒久的かつ相対的に、試験の一部として文書化される。

本発明をさらに便利なものとし、かつ画像の質を高める別の追加的な付属品は、主TVモニター・ケーシングの側面にボルト固定された遠隔mAメーター144である。これは照明付mAメーターであり、遠隔ユニットとして役立つようにしたものである。遠隔メータを備えることによって、検査を実施する医師は、mA設定を容易に確認することが出来る。なぜなら、メーターは照明され、TVモニターに取付けられているからである。このような遠隔ユニットが無ければ、制御盤の傍に立つ助手だけがmA設定を確認することが可能であり、このmA設定は、自動輝度安定装置が画像の輝度レベルを調節する時に変動する。kVp設定を測定する遠隔メーターもTVモニターに取り付けることが出来る。mA設定とkVp設定はいずれも画像の質に影響し、患者の放射線照射を決定する。したがって、医師にとって、検査手順におけるこれらのレベルを知ることは大切である。

本発明の透視システムは、検査手順において使用される必要な部品として十字交差グリッド106を含む。身体の厚い部分(例えば腰部脊椎域)のX線照射を行う場合には、より多くの散乱放射線がフィルムに達する。散乱放射線は、密度のグレー化を引き起こし、露状効果を生じ、骨構造の画像の明瞭性を低下させる。グリッド106の目的は、散乱放射線の一部を吸収および/あるいは方向転換させて、一次(わきへそらされない)X線ビームの焦点合わせを改善して、より高いコントラストの画像が得られるようにすることにある。換言すれば、グリッドは、散乱放射線を整理し、これらの多方向放射線の方向を選択的に定めて、より構造的にする。グリッド106を用いる場合は、グリッドによる吸収のため、より高いkVpを用いてX線ビームの透過能力を高めねばならない。しかし、画質の向上がこの照射の増大を補償(正)する。グリッドが無ければ、画像のコントラストは、散乱放射線が生じるフォッグによって失われる。

十字交差(あるいは、クロスハッチ)グリッド106は、このシステムに組み込むことが望ましいタイプのグリッドであるが、直線平行グリッドおよび直線集束グリッドも用いることが出来る。第3図に示すグリッド106は、X線吸収体として機能する鉛薄片310等の放射線不透過性物質と、鉛片間のアルミニウム薄片中間体302あるいはその他の放射線透過性物質から成る交差部材から成る。十字交差グリッドは実際には二つのグリッドであり、一つがもう一つの上にある。一つのグリッドの鉛片は、他方のグリッドの鉛片に対して直角である。二つを合わせて一つのフレームに取めると、二つのグリッドは交差グリッドとなる。グリッド比は、鉛片間の間隙に対する鉛片の高さを意味する。グリッド比が高いと、散乱放射線の整理が良くなる(なぜなら、より多くの放射線束が吸収され且つ収束されるから)。身体の厚い部分の透視研究のためには、十字交差グリッド比は、少なくとも8:1/8:1(フレーム内で交差した垂直及び水平

グリッドの双方について8:1)とし、16:1/16:1もの高さでもよい。X線管の傾きを必要とする研究については、少なくとも12:1の比を持つ直線グリッドが必要である。

グリッド106は、イメージ増強装置110の前に位置し、スポットフィルム・タワー上又はイメージ増強装置自体の上に直接に設置される。多くの透視システムはスポットフィルム・タワーを含まない。タワーが無い場合には、円形グリッドを直接にイメージ増強装置の入力蛍光体側に取り付けることが出来る。グリッドは容易に相互取り替えが出来なければならない。例えば、グリッドがトラック(タワー設置のデザインと類似)に取付けられたシステムを用いてもよい。そうすればクロスハッチあるいは直線グリッドは、必要に応じて所定位置に滑り込ませることが可能になる。

X線ビームは、X線管から出て、患者を通り、次にグリッドを通過して、そこでビームはイメージ増強装置によって捕獲され、光に変換される。本発明のシステムにおいては、イメージ増強装置の入力蛍光体側は、スポットフィルム・タワーの背面にある特別な搭載台に滑り込ませることが可能であり、スポットフィルム・タワーはX線テーブルに取り付ける。イメージ増強装置は、それによってタワーに固定される。タワーをトラックのシステムに沿って滑らせることによってテーブルの足元から頭部まで動かすことが可能である。タワーの「フェイス」は、テーブル表面から約40インチ離れており、テーブル表面と平行である。テーブルとタワー・フェイスとに直角をなすアームが両者を結合する。二組の金属製平行トラックが、第1図に示すように、イメージ増強装置110のフェイスに取付けられるか、あるいは、スポットフィルム・タワーのフェイスに取付けられ、一組はもう一組の直接内側に位置するので、正方形のグリッドは所定の位置に滑り込ませることが可能であり交換も出来る。一組のグリッド搭載トラックは、直線グリッド(図示していな

い)を保持し、もう一組のトラックは、クロスハッチ・グリッド106を保持する。したがって、操作者は、フィルムに撮影する身体の部分によって、「グリッドを使用しない」、「直線グリッドを使用する」そして「交差グリッドを使用する」の条件を選択出来る。このスライド式グリッド・システムは、グリッドの迅速かつ容易な交換を可能とする。グリッドは永久的であり可動でもある。

ビデオ透視検査を実施するためのこのシステムは、上下に傾斜するX線管102を内蔵したX線テーブル152を含む。X線管は、X線を放射するとともにそのビームを患者の方向に向ける装置である。テーブル152の表面は、患者が横臥する必要がある透視検査のため床に平行に保持される。患者が立位となる必要がある重量負荷検査のため、テーブル152の表面は90度傾けて直立位置(床に直角)にすることが出来る。患者が横たわるか立つかに関わらず、患者はX線管を収めたX線テーブルとイメージ増強装置との間に位置する。

傾斜可能なテーブルに加え、テーブル内のX線管もテーブルに対して矢印154及び156で示すように傾斜する。管傾斜は脊椎のX線研究に望ましい。この傾斜は、本発明によって優れた画像が得られる理由の一つである。関節の明瞭な画像を得るために、X線ビームは、関節表面と同じ平面を通らねばならない(さもなければ、途中に存在する解剖学的な構造体によって関節の一部がぼやけてしまう)。一部の関節の角度がある平面に対処するために、X線ビームも同様な角度にせねばならない。「管傾斜」は、頭部に対して(頭の方へ)又は足に対して(後端の方へ)管に角度をもたせることを意味する。管は、垂直平面内において、矢印154によって示すように頭の方へ(患者の頭の方へ)0度から30度まで、そして矢印156によって示すように後端の方へ(足の方へ)0度から30度まで傾くことが出来るので、合わせて60°の円弧内で回転する能力がある。管傾斜の角度はテーブルの位置に関係なく常に同じである。望ましい回転、即ち傾

斜の量は、透視している関節の平らな面に対する角度量によって異なる。トグル・スイッチを用いて、操作者は管を望みの角度に自動的に傾けることができる。管を傾ける際には、管の傾斜方向に平行な平行グリッドを用いることが望ましい。

ここに用いられるような或る表示が、一つの骨の運動又は運動パターン又は関節を形成する第一及び第二の骨の運動により生じる両骨間の関節の屈伸を特定する一組のデータを含む。骨の動き又は関節の屈伸に対応する連続ビデオ画像は、現在の表示の一形態であり、これは次に参照メモリ129に記憶された参照表示と比較されることになる。参照表示は、望ましい又は以前の動きに対応する。表示は互いに直接に比較してもよいし、さらに分析を行うことも出来る。

現在の表示画面は下記の方法で評価されることになる。この方法は、関節の屈伸に関し、全般的に骨の動きの評価に均等に適用可能である。二つの骨と関節の第一のビデオ画面をモニター118のCRT120に表示する。これは、CPU128で自動的にメモリ129からモニター118へ画像情報をダンプすることによって達成することも出来るし、キーボード130を介してCPU128に特定の第一のビデオ画像を分析のためにロードするように指示することも出来る。第2図に最良に示すように、次に参照点Rが第一骨201上に選択される。この点は、操作者が、ライト・ペン122を用いて、CRT120上に表示された骨201上の、参照点として機能する点を示すフィードバック・ループを閉じることによって選択することができる。参照点Rは、評価中の関節に対して静止した点でなければならない。或いは、CPU128は骨201の画像を調べ、骨201の画像を形成する各点のそれぞれに異なる輝度に基づいて、骨201の画像上のユニークな位置を参照点として選択しうる。同様に、点Rから離れた監視点M1を骨202上で選択する。

先に述べたように、骨201は望ましくは固定して、連続的な画像

が、実質的に骨202の動きの画像であり、骨201は固定位置にとどまるようにする。その結果、骨201及び参照点Rは連続的な画像において実質的に同じ位置にある。本発明は、ここに説明する二次元的なアプローチは勿論のこと、三次元的な評価および分析にも使用できるものと思われる。第三次元はコンピュータ・プログラムによって投影してもよいし、あるいは被検物の幾つかの角度を透視して重ね合わせて三次元情報を得てもよい。

望ましくは、参照点Rは、各画像において容易に確認することが出来る骨201上の一点となる。例えば、各連続画像において容易に分かる突起あるいは凹みでもよい。或いは、操作者は手動で骨の一端から一つの設定距離を測定して、骨201の各連続ビデオ画像上の点Rを同じ方法で選択してもよい。

次に、参照点Rに対する監視点Mの座標を、操作者が手動でCRT120の表面の画像を分析するか（例えば、その測定によって）、又はCPU128の分析によって決定する。これらの座標は、メモリー128に記憶される。

評価プロセスが次に、現在表示の各連続ビデオ画像について繰り返される。現在表示の全てのビデオ画像が上記のように評価された後には、点M1から点M1'への監視点の移動に対応する一連の座標がメモリー128の中に記憶される。

次に、現在表示は、参照表示と比較されることになる。この比較は操作者が手動で行ってもよいし、またCPU128によって自動的に行うこともできる。参照表示は、望ましい又は以前の動きの連続ビデオ画像の参照シリーズから得られる。参照シリーズは現在表示が上記のように評価されたのと同じ方法で評価される。或いは、参照表示は様々な画像の分析から求めた経験式か表示であってもよい。

一態様において、現在表示と参照表示の手動比較は参照表示と現在表示のビデオ画像の直接比較となる。操作者は、キーボード130

を介してCPU128に、参照表示と現在表示に対応する連続ビデオ画像が同時に観察可能となるように指示する。CPU128は、メモリー128に記憶された現在表示の第一の連続ビデオ画像をモニター118のCRT120上に表示し、同時に、参照メモリー128に記憶された参照表示の第一の連続ビデオ画像を参照モニター131のCRT132に表示する。そこで医師又は他の資格を有する専門家がCRT120上の画像をCRT132上の画像と比較する。次に、現在表示の各連続ビデオ画像がモニター118に表示され、そして参照表示の次のビデオ画像が参照モニター131に表示される。各画像について、専門家は手動で画像を比較する。このプロセスは、分析すべき現在表示の選択された各ビデオ画像と参照表示の対応ビデオ画像との比較が終わるまで続く。

別の態様において、手動比較は下記のように達成される。操作者は、CPU128にディスプレイ138を介して参照表示と現在表示の監視点の移動に対応する座標を表示するように指示する。操作者は次に参照監視点の移動と現在監視点の移動に対応する経路の移動の数学的表示を定義する式を計算（又は推定）する。座標および／あるいは曲線は次に専門家によって比較される。

参照表示と現在表示の自動比較はCPU128によってなされる。CPU128は、参照監視点移動と現在監視点移動にそれぞれ対応する式を計算し、下記に示すように式を比較する。或いは、参照画像および現在画像を互いに重ね合わせ、専門家が観察して比較分析することも可能である。

関節の屈伸と対応する骨の動きの正確な比較分析を行うためには、イメージ増強装置108のスクリーン110によって十分に明確な画像が得られることが必要である。一般に、X線管102によって放射されてイメージ増強装置108に達する放射線は平行ではない。したがって、透視される被検物が十分に明確なものであっても、スクリーン110にもたらされる画像は十分に明確なものではない。これは、

非平行放射線と被検物104の上方および周りを通過する放射線の散乱によるフリッジング効果による。より大きな被検物を透視している時、例えば、腰部の脊椎の動きを研究している時、X線管102によって放射される放射線の強度は大幅に増大させて、透視中の身体の部分に適切に透過するようにせねばならず、この結果、フリッジング効果がさらに大きくなる。

制御盤150から透視装置100を操作する技術者は、放射線を発生するのに用いる電流（ミリアンペア）又はピーク電圧の増大を選択することができる。ミリアンペアを増大させると、イメージ増強装置に満足のゆく画像をもたらすのに通常は十分な放射線が発生するが、患者の線量が許容出来ないほどに高くなるかもしれない。一方、電圧のもっと小さな増大でも、適切な透視放射線を確保するのに通常は十分であり、この場合には患者の線量はずっと少なくて済む。残念なことに、電圧を増大させると、散乱放射線のレベルも増大し、したがって画像のコントラストは低下する。そのために、十字交差グリッド106を被検物104とイメージ増強装置108との間に用いて、イメージ増強装置に達する散乱放射線のレベルを低減させる必要がある。この十字交差グリッド106を第3図に示す。グリッド106は散乱放射線のレベルを低減させるための非常に有効な装置である。それは、放射線不透過性物質の細長い平面部材304と放射線透過性（中間）物質306の片とが交互に配列されたアレイ302である。このアレイ302は、放射線不透過性物質の細長い平面部材310と放射線透過性（中間）物質312の片とが交互に配列された別のアレイ308に直角であり、かつアレイ308のすぐ上に位置する。グリッド106は、その方向が発生源からイメージ増強装置までの中心軸314に実質的に平行であるX線に限って透過するように設計される。斜めに（或る角度で）進むX線は放射線不透過物質によって吸収される。8:1から10:1の範囲の比率を持つ十字交差グリッドが、高密度の被

検物の透視分析に最も有効であることが明らかになっている。

第4図を参照すると、ビデオ透視による関節の動きの評価と比較分析の方法が、フローチャートに示されている。最初のステップ401においては、参照表示画像または現在表示画像のいずれの評価を行うかを決定することが必要である。参照表示画像の評価を行う場合には、プロセスはステップ403-413に進むことになり、そこで各参照ビデオ画像の評価を行う。評価を行う画像がステップ403によってメモリー128にロードされ、次にCRT120のスクリーン上に表示される。（この画像は手動比較のために参照メモリー128に記憶することも可能である。）ステップ405において、操作者が手動によるか（ライト・ペン122を用いて）又はCPU128が自動的に（ユニークなコントラストおよび／あるいは輝度の点を選択することによって）画像中の固定された骨上の参照点Rを定め、さらに動く骨上の監視点Mを定める。ステップ407において、使用する座標系の起点が参照点Rに置かれる。次に、操作者あるいはCPU128は、ステップ409において監視点Mの座標を決定し、これらの座標を参照メモリー128に記憶する。ステップ411は、連続的な参照ビデオ画像の評価を行うか否かを判断する決定ステップである。少なくとも二つの参照イメージを評価せねばならない。ステップ403-409によって参照画像がそれぞれ評価された後、プロセスはステップ413に進み、そこでCPU128は参照表示、すなわち、評価された様々な連続的参照画像における監視点Mの移動を表示する式を計算する。この参照表示は次にメモリー128に記憶される。

現在表示画像が評価される場合には、評価プロセスはステップ421から開始し、そこで第一現在ビデオ画像がメモリー128にロードされCRT120のスクリーンに表示される。ステップ423においては、操作者あるいはCPU128が、画像中の固定された骨上の参照点Rを定め、さらに動く骨上の監視点Mを定める。その後、ステップ425

において、使用する座標系の起点が参照点Rに置かれる。ステップ427において、操作者あるいはCPU128は監視点Mの座標を決定し、これらの座標はメモリー126に記憶される。決定ステップ429においては、連続的な現在ビデオ画像の評価を行うか否かが決定される。少なくとも二つの現在イメージを評価せねばならない。ステップ421-427によって現在ビデオ画像が全て評価された後、CPU128はステップ431を遂行して、現在表示、すなわち、監視点Mの移動を表示する式を計算し、その現在表示をメモリー126に記憶する。

次にステップ433でCPU128は現在表示に対して参照表示を比較する。現在表示は、先に述べたように、動きの個々の表示であってもよく、動きのパターンであってもよい。次に決定ステップ435は、動きの実際の測定値（例えば角度及び動きのライン）、現在表示が参照表示の事前設定限度内にあるか否か、および／あるいは現在表示の動きのパターンが参照表示の動きのパターンと一致するか否かを判断する。これらの事前設定限度は参照メモリー126、メモリー126に記憶してもよく、あるいは操作者によってキーボード130を介してCPU128に入力してもよい。現在表示が事前設定限度内にある場合には、評価はステップ437に進み、そこでCPU128は現在表示が正常限度内にあることを示す。この表示はディスプレイ133に行うか、プリンターに打ち出すか、あるいはその他の出力手段によって行ってもよい。或いは、もし現在表示が参照表示の事前設定限度内でない場合には、ステップ439において警報がCPU128によって表示され、操作者にこの状態を報知する。

本発明によるプロセスの簡略化した例を第5及び6図を参照して説明する。第5図は、参照点Rと、第一のビデオ画像に監視点M、第二のビデオ画像に監視点M'を有する二つの参照表示画像について、XY軸に示したデカルト座標グラフである。監視点MおよびM'は関節屈伸の望ましい最小値と最大値にそれぞれ対応する。点Mの座標は

(2, -6)であり、点M'の座標は(5, -2)である。したがって、参照表示は点Mから点M'への動きについて下記の式によって表される動きパターンを有する。

$$Y = (4/3)X - 26/3 \quad (2 \leq X \leq 5) \quad (1)$$

これに対して、第6図は、同じ関節の、座標(1, -7)の点Mから座標(4, -2)の点M'への動きの二つの現在表示画像について、XY座標グラフを示す。したがって、現在表示は点Mから点M'への動きについて下記の式によって表される動きパターンを有する。

$$Y = (5/3)X - 26/3 \quad (1 \leq X \leq 4) \quad (2)$$

式1及び2を比較すると下記の情報を求めることが出来る。第5図に示され、式(1)となる参照表示において、関節は47度の動作範囲を有した。一方、第6図に示され、式(2)となる現在表示においては、関節はその過伸を示す51.8度の動作範囲を有した。動きの最下限（第6図のMに対応する）は増大し、過伸展がその点において起きたものであることを示唆している。一方、動きの最上限（第6図のM'に対応する）は低減し、その点における関節の低伸展を示唆した。式(1)の線によって示される動きの傾きは4/3であるが、式(2)の線によって示される動きの傾きは5/3であり、評価比較される関節の可動性に変化が起きたことを示唆している。次に、これらの関数は操作者あるいはCPUによって事前設定限度と比較され、第6図に示された現在表示画像の関節の動きが正常な範囲にあるか否かが判定される。参照表示あるいは現在表示を決定するために二より多い監視点Mが使用される場合には、関節の動きが一般に曲線経路を取るために、式は多項式関数の形となる。

参照点に対する監視点のさらに高度な分析を用いることも考えられる。例えば、点の相対的な角度運動を測定することもできる。点の動きの経路の具体的な形状は個別又は集合的に比較するか又は重ね合わせてもよい。各点の経路に沿った動きの速度、加速度又は減

速度を比較してもよい。上記のパラメータのいずれかを参照、別の点、あるいは二次元および三次元構造の以前の測定と比較してもよい。種々の参照点を選択することも可能であり、監視点は参照点のそれぞれと比較することもできよう。あるいは、デカルト座標系の代わりに、極座標系、あるいはその他の座標系を用いて比較分析を行うこともできよう。

本システムの一つの重要な部分は安定化プラットフォーム700である。この金属製装置は、表面積が約3フィート×2フィートのベース702を有し、X線テーブル（第1図を参照）の脚部に取付けられ、支持具（図示していない）によって支えられて、テーブルに対して直角な状態をしっかりと保持する。或いは、この装置は自立型としてもよい。この装置は取り外し可能であり、腰部および頸部の脊椎の重量負荷研究が実施される際にテーブルに取付けられる。安定化プラットフォーム700が取り付けられた後に、テーブルをその垂直位置に傾斜させる。次に、患者は前述の装置の上に立つ。装置はこの時には床に平行である。円形プラットフォーム704がこの周囲を取り巻く四角形の装置の中心に置かれる。この円形プラットフォーム704は、電動機を用いて、様々な事前設定された位置、すなわち、X線ビームから180度反対の位置、X線ビームの経路の右側と左側の90度および45度の位置に回転させてもよい。遠隔操作によって、研究を実施する医師は、円形プラットフォーム、そしてそれの上に立つ患者を自動的に望ましい事前設定位置に動かすことが出来る。この装置は、患者が常に正確な角度（例えば、X線ビームの右側90度であって、78度ではない）に置かれるようにする。

プラットフォーム・ベースから垂直に（従ってプラットフォーム・ベースに対して直角に）抑制具706のシステムが立ち上がり、このシステムは患者の下半身を固定して安定化する。装置のこの部分は患者の膝、太股および骨盤を固定し、それらが優しく、しかし確

実に不動化されるようにする。脊椎は自由に動くようにしたままであり、患者は上半身を回転させ、かつ横方向、前方および後方に（屈曲および伸展）傾けることが可能である。抑制具が下肢を不動にするので、患者は動き過ぎる、すなわち、透視装置の視野から出てしまうことは出来ない。このことは、脊椎の動きを脊椎のみに限定し、下半身の運動による影響を排除する。

プラットフォーム704は脊椎の動きのビデオ透視研究の標準化を可能にする。プラットフォーム704は、動きが脊椎のみにおいて、そしてX線ビームに対して特定の角度の位置のみにおいて起きることが出来るようにする。このような標準化は、脊椎の透視研究が一貫して同一である可能性を高めることになる。したがって、検査は信頼性が高まり、また、たとえ異なる時に異なる検査者によって実施されても、再現可能となる。このシステムの一部は、脊椎の動きのコンピュータ分析に関連するので、動く解剖学的構造のビデオテープを撮影するための一貫した手順が不可欠である。それなくしては、明確な参照点を確保することは出来ず、コンピュータ分析の精度は低下する。

安定化プラットフォーム700は、下半身を不動として、腰部の脊椎の動きの研究が実施可能にするものである。このような研究を実施する時には、脚と骨盤を全体に固定し、患者は、脊椎のビデオ透視検査を受けながら、脊椎を屈伸する。ベース702は全体に平らな剛性の高い材料であり、ベース702によって定まる平面に実質的に直角の中心軸の廻りを回転するようにプラットフォーム704を支持する。ベース702には、プラットフォーム704用の凹みがあり、プラットフォーム704の軸回転を可能とする。ベースは、それとプラットフォームとの間に、両者の間の回転摩擦を低減するように、軸受（図示していない）を有してもよい。したがって、ベース704は、軸の廻りにプラットフォームを回転させるための手段とな

る。プラットフォーム704は直角かつ軸方向に垂直支持柱708を支持する。右足形と左足形の凹み718、718をプラットフォーム704に設けて、被検者が足の位置を定めるのを助けるようにすることも可能である。低い位置にある水平支持バー710は垂直支持柱708に頭丈にかつ直角に取付けられる。バー710の端部は、それぞれ右パッド712と左パッド714で終わり、各パッドは、膝のすぐ下の部分で被検者の脚の前面を拘束する。上方水平支持バー720が垂直柱708に頭丈にかつ直角に取付けられる。バー720の各端部は、それぞれ右パッド722と左パッド724で終わり、各パッドは、膝のすぐ上の部分で被検者の脚の前面を拘束する。

中間の水平支持バー728が垂直柱708に頭丈にかつ直角に取り付けられる。バー728の各端部は、それぞれ右パッド728及び左パッド730で終わり、各パッドは膝の真後ろで脚の後面を拘束する。

柱708の頂部は後方に傾斜し、被検者の後部骨盤部分と臀部を拘束するためのほぼ三角形の座部732を支持する。被検者の上部骨盤部分と臀部を拘束するために、ベルト734が取り外し可能に座部732の上隅に取付けられる。装置700を用いるには、被検者はプラットフォーム704上に立ち、被検者の足は足形凹部718、718の上に置く。左脚はパッド712、722及びパッド728の間に位置し、右脚はパッド714、724及びパッド730の間に位置する。ベルト732は腰部の前方下方部分の廻りに掛り、座部732に固定される。その結果、被検者の下半身は拘束される。そこで、被検者に支持を与えて、体を曲げ、腰部脊椎の動きの研究を行うことが出来る。被検者の脊椎が直立している時に、柱708と被検者の脊椎とに同軸の中心軸の廻りに軸方向に被検者を回転させて、脊椎を適切な位置に、すなわち、動きの研究のための透視装置と並ぶようにすることが出来る。

上記の点に鑑みて、本発明の幾つかの目的は達成され、その他の利点が得られたことがお分かり戴けるであろう。

FIG.1

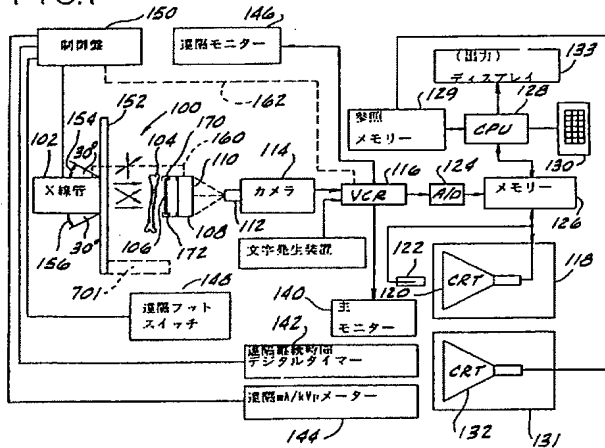
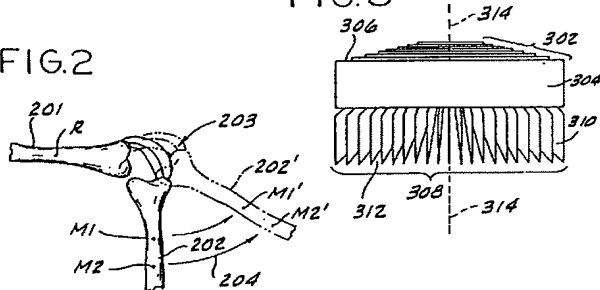


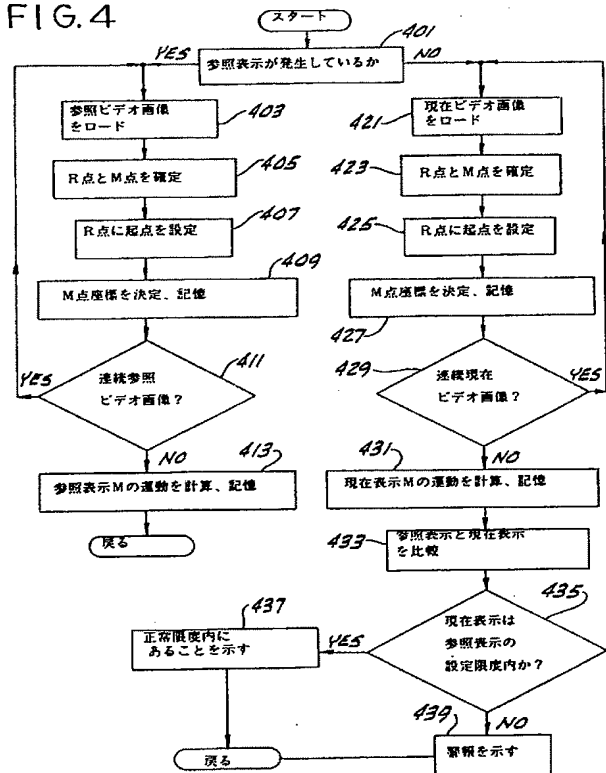
FIG.3

FIG.2

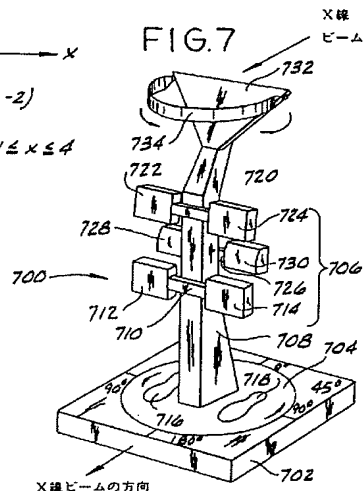
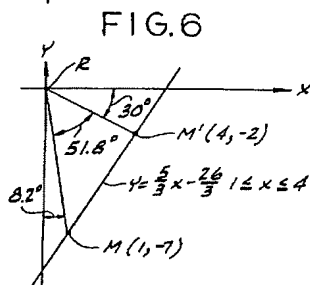
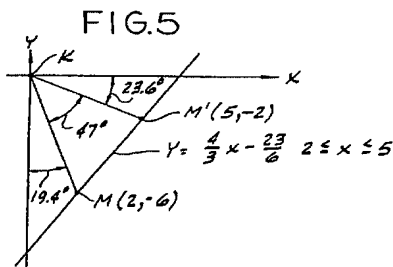


上記の構造に対して、本発明の範囲を逸脱することなく、様々な変更が可能であると考えられるので、上述の事柄、あるいは添付図面に示した事柄は、限定的なものとしてではなく、例示的なものとして解釈されるものとする。

FIG.4



国際調査報告



International Application No. PCT/US89/05324

1. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (In original classification symbols 2800, indicate also 1)

According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC

IPC (5): A61B 6/00

U.S. Cl. 128/782

2. FIELD SEARCHED

Minimum Documentation Searches 1

Classification System

Classification Symbols

U.S. 128/774, 779, 781, 782, 653; 378/41, 42, 99, 47, 48, 154, 155, 174, 175, 176, 177, 179, 190, 192, 195, 208; 358/111

Documentation Searched other than Minimum Documentation to the extent that such Documents are included in the Field Searches

3. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of Document, "with indication, where appropriate, of the relevant passages"	Relevant to Claim No. 1
X	US, A, 4,616,319 (PETERS ET AL) 07 October 1986, see columns 2-4.	1, 7-9
X	X-Cellent X-Ray Company sales brochure for C-8605 Vertical TV Imaging System, see the entire document.	1, 2, 7-9 1-27, 29, 33, 36-52
X	JP, A, 53-145492 (TOKYO SHIBADURA DENKI) 18 December 1978, see the entire document.	34 30, 31, 34, 35
Y	US, A, 2,824,970 (LEDIN) 02 February 1958 See Figure 2.	3-6, 15, 24, 30, 31, 35, 37, 44, 51
Y	Fundamentals of Radiology, Harvard University Press, 1975, Squire, Lucy Frank, see pages 290, 296, 298.	11
Y	US, A, 4,532,546 (AUFIERO ET AL.) 30 July 1985, see column 1, lines 40-66.	12

4. CATEGORIZATION

Date of the Actual Completion of the International Search

07 February 1990

International Searching Authority

ISA/US

Date of Mailing of the International Search Report

05 MAR 1990

Signature of Authorizing Officer

John D. Zell

Signature of Examiner

John D. Zell

Signature of Examiner

John D. Zell

International Application No. PCT/US89/05324

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM THE SECOND SHEET

Y	ICA International Review of Chiropractic, Fall 1985, Solomon J. Herbert, "Computer Graphics Research in Chiropractic Comes of Age", see pages 25-27.	13-25, 28, 29, 32, 33, 36-49, 51, 52
Y	US, A, 4,245,244 (LIJEWski ET AL.) 13 January 1981, see column 3, lines 21-33.	25
Y	US, A, 2,552,592 (ROSE) 15 May 1951 See Figure 1.	7, 26, 27, 33, 47, 52

V. OBSERVATIONS WHERE CERTAIN CLAIMS WERE FOUND UNSEARCHABLE

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2) (a) for the following reasons:

1. Claim numbers because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claim numbers because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claim numbers because they are dependent claims not drafted in accordance with the second and third sentences of PCT Rule 6.1(a).

VI. OBSERVATIONS WHERE UNITY OF INVENTION IS LACKING

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims of the international application.

2. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims of the international application for which fees were paid, specifically claims:

3. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claim number:

4. As all searchable claims could be searched without effecting an additional fee, the International Searching Authority did not make a selection of any additional fee.

Remarks on Prior Art

The additional search fees were accompanied by applicant's protest.

No protest accompanied the payment of additional search fees.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (Rev. 11/87)